

# **TRABAJO FINAL DE MASTER**

**MASTER EN RENDIMIENTO DEPORTIVO Y SALUD**



## **ESTABLECIMIENTO DE VALORES CRITERIO EN BASE A LA ACELEROMETRÍA INTEGRADA EN SMARTPHONES PARA APLICAR EL NIVEL ÓPTIMO DE CARGA EN EL ENTRENAMIENTO DEL CORE STABILITY**

**ALUMNO: Pau Miralles Pascual.**

**TUTORES ACADÉMICOS: Francisco José Vera García**

**David Barbado Murillo.**

**TUTORA PROFESIONAL: María del Pilar García Vaquero.**

## RESUMEN

En la actualidad, la estabilidad de la zona central o “core stability” ha alcanzado una notable importancia tanto en el ámbito científico como profesional debido a que diversos estudios la han relacionado con la prevención de lesiones y el rendimiento deportivo. Esto ha dado lugar a la proliferación de ejercicios diseñados para su mejora, entre los que destacan los conocidos como puentes o planchas y el bird-dog. A pesar de su extendido uso entre la comunidad científica, clínica y deportiva, en la actualidad existe una carencia de criterios objetivos que permitan cuantificar la carga de entrenamiento que estos ejercicios suponen. Así, el éxito de los programas de core stability suele estar determinado por la formación y experiencia de aquellas personas que los prescriben y desarrollan y no por pruebas y metodologías objetivas y fiables. Ante esta situación, la acelerometría triaxial que incluyen los smartphones actuales se vislumbra como una herramienta económica y sencilla de utilizar por los entrenadores, que posibilita cuantificar el grado de control durante la realización de los ejercicios de core stability. Por lo tanto, el objetivo del presente estudio fue analizar la utilidad de la acelerometría triaxial como herramienta fiable que permita establecer valores criterio objetivos en términos de aceleración que ayuden al entrenador a conocer, no solo el nivel de core stability de un individuo, sino que permita establecer de forma individual qué ejercicios suponen un estímulo más eficaz para mejorar esta capacidad. En el presente estudio participaron 10 sujetos activos y asintomáticos, los cuales realizaron 7 variantes del puente frontal, dorsal y lateral y del bird-dog. Mediante el análisis de la serie temporal de aceleración obtenida de un smartphone se cuantificó el control postural durante la ejecución de cada ejercicio mediante la variable “aceleración media”. Asimismo, los ejercicios fueron filmados para su posterior categorización por un grupo de expertos como ejercicios de “entrenamiento” o “no entrenamiento”. Finalmente, se calculó el “Receiver Operating Characteristic (ROC) Curve” para obtener los valores de corte de aceleración que permitiesen una mejor clasificación de los ejercicios de acuerdo a si eran o no de entrenamiento, maximizando los índices de Sensibilidad y Especificidad.

**PALABRAS CLAVE:** Estabilidad del raquis, control motor, test de campo, nuevas tecnologías, evaluación, posturografía.



# 1. INTRODUCCIÓN

La estabilidad del core o “*core stability*” (CS) ha alcanzado una relevancia notable en el ámbito de las ciencias de la actividad física y del deporte tanto a nivel profesional como científico (Abt et al., 2007; Van Dieën, Luger & Eb, 2012). Esto es debido principalmente, a que diferentes estudios biomecánicos y epidemiológicos han relacionado déficits en el control neuromuscular del *core* con la aparición de lesiones y patologías a nivel lumbar (Cholewicki et al., 2005; Lee, Cholewicki, Reeves, Zazulak & Mysliwicz, 2010; McGill 2002; McGill, Grenier, Kavcic, Cholewicki, 2003; Zazulak, Cholewicki & Reeves, 2008) y en las extremidades inferiores (Borghuis, Hof, Lemmink, 2008; Kibler, Press, & Sciascia 2006; Zazulak et al., 2008). Asimismo, dado que una adecuada estabilidad del core parece esencial en la transmisión y control de fuerzas de las extremidades superiores a las inferiores y viceversa (Mills, Taunton, Mills, 2005; Nesser, Huxel, Tincher, Okada, 2008; Sharrock, Cropper, Mostad, Johnson & Malone, 2011) diversos estudios han indicado que altos niveles de estabilización raquídea podrían estar relacionados con un mayor rendimiento deportivo (Kibler, Press, & Sciascia 2006). Sin embargo, a pesar de que en la actualidad son muchos los entrenadores, preparadores físicos y rehabilitadores que incluyen programas de acondicionamiento para la mejora de la CS en sus planes de entrenamiento, son escasos los estudios que han confirmado esta relación. En la actualidad, la mayoría de estudios han mostrado resultados controvertidos y no concluyentes debido a diferentes limitaciones como son la falta de especificidad de los test para medir el rendimiento deportivo (Reed et al., 2012), la dificultad para aislar los efectos de la CS sobre dicho rendimiento (Mills et al., 2005; Nesser et al., 2008; Reed et al., 2012; Sharrock et al., 2011), la utilización de diversas medidas para medir la CS (Jamison et al., 2012), etc. Una de las limitaciones principales encontradas en la literatura está relacionada con la falta de control de la carga de entrenamiento durante la aplicación de programas intervención para mejorar la CS. A diferencia de otras cualidades físicas, como la fuerza, cuya carga de entrenamiento se cuantifica en función (porcentaje) del máximo peso levantado, la decisión de utilizar un ejercicio de CS u otro depende de la capacidad de observación del entrenador, el cual debe decidir si dicho ejercicio supone

un estímulo adecuado o no adecuado para el individuo. Por tanto, el éxito de los programas de CS suele estar determinado por la formación y experiencia de aquellas personas que los prescriben y desarrollan, y no por una prueba objetiva y fiable.

Con objeto de desarrollar la CS, la mayoría de estudios han investigado principalmente qué musculatura es solicitada durante la realización de diversos ejercicios de estabilización. Estos ejercicios consisten en mantener el raquis en posición neutra (es decir, conservando las curvaturas fisiológicas) cuando éste es sometido a fuerzas internas o externas que ponen a prueba su estabilidad (Vera-García et al., 2015a). En general, el objetivo de los ejercicios de CS es el de retar la capacidad del sistema de control motor para estabilizar el tronco, favoreciendo el aprendizaje y perfeccionamiento de patrones de coactivación muscular que permitan garantizar la estabilidad (McGill, 2002; McGill, Grenier, Kavcic, & Cholewicki, 2003). De entre los numerosos ejercicios utilizados para desarrollar el CS, destacan por su uso común los puentes o planchas, así como el Bird-dog (Bjerkefors et al., 2010; García-Vaquero, Moreside, Brontons-Gil, Peco-González, & Vera-García, 2012; Vera-García, Barbado, Flores-Parodi, Alonso-Roque & Elvira, 2013). Habitualmente, una vez que la persona ha aprendido a mantener la posición neutra del raquis en las posiciones iniciales o básicas, las estrategias utilizadas para aumentar la carga de entrenamiento, suele ser aumentar la dificultad de los ejercicios con objeto de seguir retando la capacidad de estabilización. Este incremento de la dificultad usualmente se ha llevado a cabo a través de la manipulación de diferentes criterios mecánicos, como por ejemplo: a) el aumento del brazo de resistencia (López-Valenciano, Biviá-Roig, Lisón, & Vera-García, 2013; Vera-García, Barbado, & Moya, 2014); b) la disminución del número de apoyos (García-Vaquero, Moreside, Brontons-Gil, Peco-González, & Vera-García, 2012; Vera-García, Barbado, & Moya, 2014); c) el uso de superficies inestables (Behm, Leonard, Young, Bonsey, & MacKinnon, 2005; Imai, Kaneoka, Okubo, Shiina, Tatsumura, Izumi, & Shiraki, 2010; Lehman, Hoda, & Oliver, 2005); d) la realización de movimientos de segmentos (Bjerkefors et al., 2010; García-Vaquero, Moreside, Brontons-Gil, Peco-González, & Vera-García, 2012; Vera-García, Barbado, & Moya, 2014); e) la utilización de barras oscilantes (Moreside et al., 2007; Sanchez-Zuriaga, Vera-García, Moreside, & McGill, 2009); f) el uso de correas de suspensión (McGill, Cannon, & Andersen, 2014); y g) la combinación de cualquiera de las estrategias anteriores. En este sentido, diversos

estudios electromiográficos han demostrado que los criterios anteriormente mencionados modifican la actividad y participación muscular, y por tanto, indican en cierta medida como varía la exigencia de cada uno de los ejercicios (García-Vaquero, Moreside, Brontons-Gil, Peco-González, & Vera-García, 2012; Vera-García, Barbado, & Moya, 2014). Sin embargo, a pesar de que la variación de la señal electromiográfica puede estar relacionada con los cambios en las demandas que suponen los distintos ejercicios de estabilización, los estudios referidos no cuantifican la dificultad de los ejercicios en términos de control de la ejecución. Por consiguiente, esta la electromiografía no permite establecer criterios objetivos que permitan estructurar un entrenamiento en función del grado de estabilidad que un individuo muestra.

En la literatura científica, la valoración de la CS mediante protocolos de campo y laboratorio es un tema aun no resuelto. De entre las metodologías de evaluación más utilizadas destacan las técnicas posturográficas, las cuales, han cuantificado el grado de estabilidad en sedestación analizando el desplazamiento del centro de presiones medido con plataformas de fuerzas (Barbado et al., 2016; López-Elvira et al., 2013; Reeves et al., 2006). Sin embargo, en este tipo de estudios la CS se ha analizado en test que reflejan tareas que generalmente están alejadas de los ejercicios utilizados para entrenar. Por tanto, si bien este tipo de evaluaciones dan información acerca del grado de CS de un individuo, no permiten programar cargas de entrenamiento.

En la búsqueda de herramientas para evaluar la CS durante la propia ejecución de los ejercicios de entrenamiento, un estudio reciente aplicó con éxito técnicas posturográficas (Sastre 2016). Concretamente, en este estudio se observó como las plataformas de fuerzas proporcionaban información válida y fiable acerca del grado de CS de una gran muestra de individuos durante la realización de numerosas variantes de los ejercicios de estabilización referidos anteriormente (puentes y bird-dog). A pesar de los resultados obtenidos, los autores subrayaron que la dinamometría es una técnica propia del contexto de laboratorio, no accesible a la mayor parte de la población (no solo debido a su elevado coste económico, sino a la complejidad del procesamiento y análisis de datos). Ante esta situación, se ha propuesto la acelerometría triaxial que incluyen los smartphones actuales, como herramienta alternativa a las plataformas de fuerzas (Mompeán 2016). Esta tecnología se presenta como una herramienta económica, sencilla de utilizar, fácil de transportar, aplicable en

cualquier contexto y accesible a la mayoría de la población. Es por ello, que en el grupo de Biomecánica para la Salud y el Rendimiento Deportivo del Centro de Investigación del Deporte de la Universidad Miguel Hernández de Elche, ya se ha iniciado una línea de investigación sobre el uso de esta herramienta, mostrando una buena fiabilidad relativa (coeficiente de correlación intraclase  $> 0.70$ ) y absoluta (error típico porcentual  $< 16\%$ ) en los diferentes puentes. Asimismo, presenta una correlación entre alta y moderada (correlación de pearson  $> 0.68$ ) con los datos obtenidos mediante la plataforma de fuerzas, lo cual indica que a pesar de medir un constructo similar, el acelerómetro proporciona información menos global y más centrada en la zona central del cuerpo (Mompeán, 2016). Sin embargo, a pesar de la potencialidad de esta herramienta, aún no se han realizado estudios que permitan establecer qué valores de aceleración son los adecuados en cada ejercicio (carga de entrenamiento) para retar la capacidad de estabilización y producir mejoras en la CS.

Por lo tanto, el objetivo del presente trabajo fue analizar la utilidad de la acelerometría triaxial como herramienta que permita establecer valores criterio objetivos (en términos de aceleración) para programar la carga de entrenamiento que sustituyan a la valoración visual realizada por los entrenadores. Para la consecución de este objetivo, se cuantificó el nivel de oscilación de diversas variaciones de los ejercicios estabilización presentados anteriormente (puente dorsal, puente frontal, puente lateral y bird-dog), mediante el uso de la acelerometría triaxial de un smartphone situado en la zona lumbar. Posteriormente, con objeto de conocer si existen niveles de aceleración que puedan ser usados como referencia para programar las cargas de entrenamiento, los valores obtenidos mediante el smartphone fueron comparados con la opinión de un comité de expertos.

## 2. MÉTODO

### 2.1 PARTICIPANTES.

En el presente estudio participaron de forma voluntaria 10 sujetos jóvenes, activos y asintomáticos, de los cuales 3 fueron mujeres y 7 varones. Los criterios de exclusión para formar parte de la muestra fueron: padecer alguna enfermedad que impidiera la práctica de ejercicio físico (enfermedades respiratorias severas, hipertensión, cardiopatías, etc.), tener más de treinta años, padecer incontinencia urinaria, tener una hernia inguinal, estar en periodo de embarazo y medir más de 1.85 m de altura.

Todos los participantes firmaron previamente un consentimiento informado aprobado por el Comité de Ética de la Universidad Miguel Hernández y cumplieron un cuestionario sobre su estado de salud y la práctica habitual de actividad físico-deportiva.

### 2.2 EJERCICIOS DE ESTABILIZACIÓN DEL TRONCO

Los participantes ejecutaron siete variaciones del puente frontal, el puente lateral, el puente dorsal y el bird-dog (Figuras 1 y 2). La elección de estas tareas se llevó a cabo teniendo en cuenta los resultados de diferentes estudios electromiográficos sobre la participación de la musculatura del tronco en ejercicios de CS (García-Vaquero et al., 2012; Lehman et al., 2005; McGill, 2002; Vera-Garcia, 2014), así como diferentes criterios mecánicos que permitieron establecer una progresión inicial de las tareas (Figuras 1 y 2): a) cambios en el brazo de resistencia; b) modificación de la base de sustentación; c) cambios en el número de apoyos; d) uso de superficies inestables; y e) la combinación de varias de estos criterios.










	PUENTE FRONTAL	PUENTE LATERAL
NIVEL 1		
NIVEL 2		
NIVEL 3		
NIVEL 4		
NIVEL 5		
NIVEL 6		
NIVEL 7		

Figura 1. Progresión del puente frontal y del puente lateral.

	PUENTE DORSAL	BIRD-DOG
NIVEL 1		
NIVEL 2		
NIVEL 3		
NIVEL 4		
NIVEL 5		
NIVEL 6		
NIVEL 7		

Figura 2. Progresión del puente dorsal y del bird-dog. A diferencia del resto de ejercicios (isométricos), los niveles 6 y 7 del bird-dog se realizaron con movimientos de segmentos.

***Niveles de dificultad para el puente frontal y el puente lateral*** (Figura 1):

- Nivel 1. Puente corto (con piernas flexionadas).
- Nivel 2. Modificación de la base de sustentación e incremento de brazo de resistencia (con piernas extendidas).
- Nivel 3. Modificación de la base de sustentación (apoyo unipodal).
- Nivel 4. Uso de superficie inestable (apoyo bipodal en Bosu).
- Nivel 5. Uso de superficie inestable y modificación de la base de sustentación (apoyo unipodal en Bosu).
- Nivel 6. Uso de superficie inestable (apoyo bipodal en fitball)
- Nivel 7. Uso de superficie inestable y modificación de la base de sustentación (apoyo unipodal en fitball).

***Niveles de dificultad para el puente dorsal*** (Figura 2):

- Nivel 1. Puente corto (con piernas flexionadas).
- Nivel 2. Modificación de la base de sustentación (apoyo unipodal).
- Nivel 3. Uso de superficie inestable (apoyo bipodal en Bosu).
- Nivel 4. Uso de superficie inestable y modificación de la base de sustentación (apoyo unipodal en Bosu).
- Nivel 5. Uso de superficie inestable (apoyo bipodal en Fitball).
- Nivel 6. Uso de superficie inestable y modificación de la base de sustentación (apoyo unipodal, apoyo del tronco en Fitball).
- Nivel 7. Uso de superficie inestable y modificación de la base de sustentación (apoyo unipodal en Fitball) con los codos apoyados.

***Niveles de dificultad para el bird-dog*** (Figura 2):

- Nivel 1. Bird-dog modificado (con apoyo de ambos brazos).
- Nivel 2. Bird-dog clásico.
- Nivel 3. Bird-dog clásico con apoyo de brazo sobre superficie inestable (Bosu).
- Nivel 4. Bird-dog modificado (con apoyo de ambos brazos) con apoyo de pierna en superficie inestable (Bosu).
- Nivel 5. Bird-dog clásico con apoyo de pierna en superficie inestable (Bosu).

- Nivel 6. Bird-dog clásico con apoyo de brazo sobre superficie inestable (Bosu) con movimientos de los segmentos superior e inferior a 60 bpm.
- Nivel 7. Bird-dog clásico con apoyo de pierna en superficie inestable (Bosu) con movimientos de los segmentos superior e inferior a 60 bpm.

### 2.3 INSTRUMENTOS Y PROCEDIMIENTO.

Para medir las oscilaciones del centro de masas de los participantes durante la realización de los diferentes ejercicios, se utilizó la acelerometría del smartphone Motorola Moto G (2013, USA). Para ello se empleó la aplicación “Accelerometer Analyzer” (Mobile Tools, Polonia). El smartphone fue introducido en un cinturón elástico que el participante situó debajo de la cresta iliaca antero-superior, en su lado dominante (el de apoyo o soporte en las variaciones unipodales). Para poder controlar el móvil a distancia y no interferir en el ejercicio, se utilizó la aplicación de control remoto Airdroid instalada en el móvil y en un ordenador portátil. El tiempo de ejecución fue medido mediante un cronómetro. Asimismo, se utilizaron dos cámaras (Sony handycam HDR-XR260 y Panasonic FZ200) de video para registrar el plano lateral (se colocó a 1.5m del participante) y oblicuo (colocada a 2 m del participante) de cada ejercicio. Como superficie inestable se utilizó un Bosu (TOGU, Alemania) de 54x24 cm de diámetro y un fitball (Amaya Sport, España) con un diámetro de 45 cm. Como soporte se utilizó una esterilla (McKinley) de 52x183 cm de superficie.

Los registros se llevaron a cabo en el laboratorio de biomecánica del Centro de Investigación del Deporte de la Universidad Miguel Hernández de Elche. Las mediciones se realizaron en una sesión, con una duración aproximada de 1 h. Los participantes efectuaron los diferentes niveles de los ejercicios descritos anteriormente, con una duración de 15 s cada uno y un periodo de recuperación de entre 20 s y 1 min (en función de la exigencia del ejercicio y la fatiga percibida por el participante). Previamente los participantes fueron informados de cuál era la forma correcta de realizar cada ejercicio. Concretamente se les indicó que debían mantener la columna en posición neutra y mantener la cabeza, el tronco y las extremidades inferiores alineadas, permaneciendo en esta posición (coactivando la musculatura del tronco) lo más “estable” posible. Previo a la ejecución de los distintos ejercicios, los participantes realizaron un calentamiento que consistió en diferentes ejercicios de

activación y movilidad articular. En cada uno de los registros participaron dos expertos evaluadores. Uno de ellos controlaba la ejecución de los ejercicios y rectificaba la postura de los participantes si era necesario. El otro realizaba el registro a través del ordenador portátil y la aplicación remota. Los participantes realizaron las sesiones vestidos con ropa deportiva y descalzos.

#### 2.4 TRATAMIENTO DE DATOS

Aquellos ejercicios que los participantes no pudieron realizar o mantener durante el tiempo estimado fueron descartados de los análisis. La serie temporal de datos de aceleración obtenida en el smartphone fue exportada a un archivo de texto (.txt). Posteriormente, mediante una aplicación en entorno LabView (v9.0. National Instruments, Austin, TX, USA) fue aplicado un filtro digital de paso bajo "Butterworth" de segundo orden, con una frecuencia de corte de 10 Hz. Se desecharon el primer y último segundo del registro de cada ensayo, ya que en el inicio y el final de este tipo de pruebas las señales no son constantes en sus parámetros estadísticos sobre el tiempo, seleccionándose una ventana de 4 s de la señal para el cálculo de las variables. Para evaluar nivel de control postural se empleó la variable "aceleración media", la cual fue obtenida mediante el cálculo del vector magnitud promedio de la aceleración en los tres ejes (vertical, anteroposterior y mediolateral). Para calcular esta variable se utilizó un software diseñado específicamente por el grupo de investigación para este fin, en entorno LabView 9.0.

Asimismo, los videos grabados fueron editados en una sola captura de 15 s de duración que combinó los planos de grabación lateral y el oblicuo. Una vez editados los videos, estos fueron revisados por dos expertos de forma conjunta, que debían decidir si cada ejercicio ejecutado por cada participante, constituía un nivel adecuado o no de entrenamiento para dicho individuo. Es decir, un nivel que retara la capacidad de controlar la posición, mostrando un claro esfuerzo neuromuscular. Para que un ejercicio fuera considerado de entrenamiento se tenían que cumplir al menos uno de los siguientes criterios: 1) dificultad para mantener alineados los segmentos y el tronco (el sujeto perdía y retomaba la posición continuamente o en varias ocasiones); 2) problemas para limitar la rotación de la pelvis (el sujeto perdía y retomaba la posición

continuamente o en varias ocasiones); 3) vibración/temblor que denota la dificultad del participante para mantener la posición.

## 2.5 ANALÍISIS ESTADÍSTICO

Se calculó la media y desviación típica de las aceleraciones medias para cada tipo de ejercicio. Posteriormente se comprobó la normalidad de los datos mediante el test de Kolmogorov-Smirnov con la corrección de Lilliefors. Con objeto de analizar las diferencias en oscilación medida mediante acelerometría entre los ejercicios categorizados de entrenamiento y los que no, para cada tipo de ejercicio se realizó un ANOVA de medidas independientes de una vía, siendo el factor inter-sujeto *nivel de entrenamiento* (2 niveles: SI y NO). Asimismo, para analizar la significación práctica de las diferencias entre ejercicios categorizados como SI o NO, se calculó el tamaño del efecto de dichas diferencias mediante el estadístico  $g$  de Hedge. Este índice está basado en el estadístico  $d$  de Cohen pero permite estimar el tamaño del efecto reduciendo el sesgo provocado por muestras pequeñas ( $n < 20$ ). El tamaño del efecto fue interpretado como: grande ( $> 0.8$ ), moderado ( $> 0.5-0.8 <$ ), pequeño ( $> 0.2-0.5 <$ ), y trivial ( $< 0.2$ ). Finalmente, con objeto de observar si la acelerometría permite clasificar ejercicios de acuerdo a si los expertos los han categorizados como SI o NO, se calculó el "Receiver Operating Characteristic (ROC) Curve", o "curva ROC" para aquellas variables que mostraron diferencias significativas entre niveles entrenamiento (SI  $\neq$  NO). Concretamente, se calculó el área bajo la curva ROC comparándola con el valor de no discriminación (0.50). Asimismo, se estableció para cada ejercicio, qué valores de aceleración permitían maximizar los índices de Sensibilidad y Especificidad. Todos los análisis estadísticos fueron llevados a cabo mediante el paquete "Statistical Package for Social Sciences" (SPSS, version 22.0, SPSS Inc., Chicago, IL, USA), estableciéndose un nivel de significación de  $p < 0.05$ .

### 3. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abt, J. P., Smoliga, J. M., Brick, M. J., Jolly, J. T., Lephart, S. M., & Fu, F. H. (2007). Relationship between cycling mechanics and core stability. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(4), 1300-1304.
- Barbado, D., Lopez-Valenciano, A., Juan-Recio, C., Montero-Carretero, C., van Dieen, J. H., & Vera-Garcia, F. J. (2016). Trunk stability, trunk strength and sport performance level in judo. *PloS one*, 11(5), e0156267.
- Behm, D. G., Leonard, A. M., Young, W. B., Bonsey, W. A. C., & MacKinnon, S. N. (2005). Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(1), 193-201.
- Bjerkefors, A., Ekblom, M. M., Josefsson, K., & Thorstensson, A. (2010). Deep and superficial abdominal muscle activation during trunk stabilization exercises with and without instruction to hollow. *Manual Therapy*, 15(5), 502-507. doi: 10.1016/j.math.2010.05.006.
- Borghuis, J., Hof, A. L., & Lemmink, K. A. (2008). The importance of sensory-motor control in providing core stability. *Sports medicine*, 38(11), 893-916.
- Cholewicki, J., Silfies, S. P., Shah, R. A., Greene, H. S., Reeves, N. P., Alvi, K., & Goldberg, B. (2005). Delayed trunk muscle reflex responses increase the risk of low back injuries. *Spine*, 30(23), 2614-2620.
- García-Vaquero, MP., Moreside, JM., Brontons-Gil, E., Peco-González, N., & Vera-García, FJ., (2012). Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. *J ElectromyogrKinesiol*; 22(3):398-406.

Guirao, G. (2017). Cuantificación de la estabilidad del tronco mediante la acelerometría integrada en los smartphones durante la realización de ejercicios isométricos. *Universidad Miguel Hernandez*.

Jamison ST, McNeilan RJ, Young GS, Givens DL, Best TM, Chaudhari AM). Randomized controlled trial of the effects of a trunk stabilization program on trunk control and knee loading. *Med Sci Sports Exerc.* 2012;44(10): 1924–34.

Kibler, W. B., Press, J., & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports medicine*, 36(3), 189-198.

Imai, A., Kaneoka, K., Okubo, Y., Shiina, I., Tatsumura, M., Izumi, S., & Shiraki, H. (2010). Trunk muscle activity during lumbar stabilization exercises on both a stable and unstable surface. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 40(6), 369-375.

Lee, A. S., Cholewicki, J., Reeves, N. P., Zazulak, B. T., & Mysliwiec, L. W. (2010). Comparison of trunk proprioception between patients with low back pain and healthy controls. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 91(9), 1327-1331.

Lehman, GJ., Hoda, W., & Oliver, S. (2005). Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a Swiss ball. *Chiropract Osteopath*; 13:14.

Lopez-Elvira, J. L., Barbado, D., Juan-Recio, C., Garcia-Vaquero, M. P., López-Valenciano, A., López-Plaza, D., Vera-Garcia, F. J., & Montero Carretero, C., (2013). Diferencias en la estabilización del tronco sobre un asiento inestable entre piragüistas, judocas y sujetos físicamente activos. *Kronos: la revista científica de actividad física y deporte*, 12(2), 9.

López-Valenciano, A., Biviá-Roig, G., Lisón, J.F., & Vera-Garcia, F.J. (2013). Electromyographic study of trunk flexion exercises on inclined board. *Revista*



*Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*, 13(52), 657-671.

McGill SM. (2002). Low back disorders. Evidence-based prevention and rehabilitation. Champaign, Illinois: Human Kinetic.

McGill, S. M., Grenier, S., Kavcic, N., & Cholewicki, J. (2003). Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 353-359.

McGill, S. M., Cannon, J., & Andersen, J. T. (2014). Muscle activity and spine load during pulling exercises: Influence of stable and labile contact surfaces and technique coaching. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(5), 652-665.

Mills, J. D., Taunton, J. E., & Mills, W. A. (2005). The effect of a 10-week training regimen on lumbo-pelvic stability and athletic performance in female athletes: a randomized-controlled trial. *Physical Therapy in Sport*, 6(2), 60-66.

Mompean, A. (2016). Utilización de smartphones para la evaluación del nivel de control en ejercicios de estabilización. *Universidad Miguel Hernandez*.

Moreside, J. M., Vera-Garcia, F. J., & McGill, S. M. (2007). Trunk muscle activation patterns, lumbar compressive forces, and spine stability when using the bodyblade. *Physical Therapy*, 87(2), 153-163.

Nesser, T. W., Huxel, K. C., Tincher, J. L., & Okada, T. (2008). The relationship between core stability and performance in division I football players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(6), 1750-1754.

- Reed, C. A., Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2012). The effects of isolated and integrated "core stability" training on athletic performance measures. A systematic review. *Sports Medicine*, 42(8), 697-706.
- Reeves, N. P., Everding, V. Q., Cholewicki, J., & Morrisette, D. C. (2006). The effects of trunk stiffness on postural control during unstable seated balance. *Experimental Brain Research*, 174(4), 694-700.
- Sanchez-Zuriaga, D., Vera-Garcia, F. J., Moreside, J. M., & McGill, S. M. (2009). Trunk muscle activation patterns and spine kinematics when using an oscillating blade: influence of different postures and blade orientations. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 90(6), 1055-1060. doi: 10.1016/j.apmr.2008.12.015
- Sastre, J. (2016). Valoración posturográfica con plataforma de fuerzas durante la realización de ejercicios de estabilidad de tronco. *Universidad Miguel Hernández*.
- Sharrock, C., Cropper, J., Mostad, J., Johnson, M., & Malone, T. (2011). A pilot study of core stability and athletic performance: is there a relationship?. *International journal of sports physical therapy*, 6(2).
- Van Dieën, J. H., Luger, T., & Van der Eb, J. (2012). Effects of fatigue on trunk stability in elite gymnasts. *European journal of applied physiology*, 112(4), 1307-1313.
- Vera-Garcia, F. J., Barbado, D., Moreno-Pérez, V., Hernández-Sánchez, S., Juan-Recio, C., & Elvira, J. L. L. (2015a). Core stability. Concepto y aportaciones al entrenamiento y la prevención de lesiones. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 8(2), 79-85.
- Vera-Garcia, F. J., Barbado, D., Moreno-Pérez, V., Hernández-Sánchez, S., Juan-Recio, C., & Elvira, J. L. L. (2015b). Core stability: evaluación y criterios para su entrenamiento. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 8(3), 130-137.

Vera-Garcia, F. J., Barbado, D., Flores-Parodi, B., Alonso-Roque, J. I., & Elvira, J. L. L. (2013). Activación de los músculos del tronco en ejercicios de estabilización raquídea/Trunk muscle activation in spine stabilization exercises. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte*, (52).

Vera-Garcia, F. J., Barbado, D., & Moya, M. (2014). Trunk stabilization exercises for healthy individuals. *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano*, 16(2), 200-211.

Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007). Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk a prospective biomechanical-epidemiologic study. *The American journal of sports medicine*, 35(7), 1123-1130.

